

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-084953

(43)Date of publication of application : 18.03.1992

(51)Int.Cl.

A61B 8/06

(21)Application number : 02-202136

(71)Applicant : MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD

(22)Date of filing : 30.07.1990

(72)Inventor : FUKUKITA HIROSHI
HAGIWARA TAKASHI
KAWABUCHI MASAMI

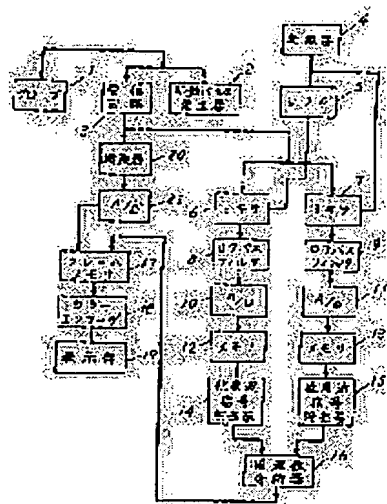
(54) ULTRASONIC DOPPLER VIDEO DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To remove the low frequency component by deriving such a low order polynomial as conforms to its low frequency signal component by the minimum square method with respect to a data string consisting of the finite number of pieces of a Doppler deviation signal obtained at a sample point.

CONSTITUTION: A Doppler deviation signal is received and converted to an electric signal, and thereafter, from a receiving circuit 3, one is inputted to a frame memory 17 from a detector 20, and the other is subjected to phase detection. The Doppler deviation signal stored in memories 12, 13 is read out as ten pieces of data strings with regard to each sample point, a low frequency component from a blood vessel wall, etc., is eliminated by low frequency signal eliminators 14, 15. The Doppler deviation signal from a blood flow is extracted, and its output is calculated with regard to its average frequency by a frequency analyzer 16.

Subsequently, a value of an obtained blood flow speed V is written in the frame memory 17, and the part corresponding to a blood flow image is colored by a color encoder 18 and displayed by a display part 19. In such a way, as for the data string, it does not occur that the number of data decreases and a transient phenomenon is generated, and also, the low frequency component is removed enough, the frequency analysis is executed with high accuracy, and the blood flow rate is obtained.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or

application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

• [Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平4-84953

⑮ Int. Cl.⁵

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成4年(1992)3月18日

A 61 B 8/06

9052-4C

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全7頁)

⑭ 発明の名称 超音波ドブラ映像装置

⑯ 特 願 平2-202136

⑰ 出 願 平2(1990)7月30日

⑱ 発 明 者 福 喜 多 博 神奈川県横浜市港北区綱島東4丁目3番1号 松下通信工業株式会社内
⑱ 発 明 者 萩 原 尚 神奈川県横浜市港北区綱島東4丁目3番1号 松下通信工業株式会社内
⑱ 発 明 者 川 淵 正 己 神奈川県横浜市港北区綱島東4丁目3番1号 松下通信工業株式会社内
⑲ 出 願 人 松下電器産業株式会社 大阪府門真市大字門真1006番地
⑳ 代 理 人 弁理士 栗野 重孝 外1名

明 細 書

1. 発明の名称

超音波ドブラ映像装置

2. 特許請求の範囲

被検体内に超音波パルスを送受信して被検体内からの散乱超音波に基づき前記被検体内の散乱体の移動速度情報を得る超音波ドブラ映像装置において、前記散乱超音波からドブラ偏移信号を検出するドブラ信号検出手段と、前記ドブラ信号検出手段により得られたN個のデータ列に対するM ($M \leq N-2$) 次多項式の近似手段と、前記データ列の値と前記M次多項式の値の差を求める減算手段と、前記減算手段の出力に対する周波数分析手段とを備えた超音波ドブラ映像装置。

3. 発明の詳細な説明

産業上の利用分野

本発明は超音波ドブラ映像装置に関し、特に超音波により物体の速度を計測する装置、例えば生体内の血流速度をリアルタイムで測定する場合に高い信号対雑音比で計測が可能な超音波ドブラ映

像装置に関する。

従来の技術

最近、超音波パルスドブラ計測法とパルス反射法を併用することによって一つの超音波プローブで血流情報と断層像(Bモード像)情報を得、断層像に重ねて血流情報をリアルタイムでカラー表示するようにした超音波ドブラ映像装置が知られている。この超音波ドブラ映像装置は特開昭57-128138号に知られておりその動作原理は次の通りである。以下、第4図を参照して従来の超音波ドブラ映像装置について説明する。

第4図は超音波ドブラ映像装置の基本原理を示すブロック図である。第4図において、被検体である生体内を流れている血流に対して超音波パルスを送信すると、この超音波パルスは流動する血球によって散乱されるため中心周波数 f_c はドブラ偏移を受けて周波数 f_d だけ変化し、この受信周波数 f は $f = f_c + f_d$ となる。このとき周波数 f_c 、 f_d は次のように示される。

特開平4-84953 (2)

$$f_d = \frac{2V \cos \theta}{C} \cdot f_c \quad \dots(1)$$

ここで、V：血流速度

θ ：超音波ビームと血管のなす角度

c：音速

従って、ドブラ偏移 f_d を検出することによって血流速度 V を得ることができる。

このようにして得られた血流速度 V の 2 次元画像表示は次のように行われる。まず超音波プローブ 41 から被検体に対して a, b, c, ... 各方向に順次超音波パルスを送信してセクタスキャンを行う。

最初に a 方向に数回、例えば 10 回程度超音波パルスが送信される。被検体内の血流でドブラ偏移されて反射されたエコー信号は同一プローブ 41 によって受信され、電気信号に変換されて受信回路 42 に送られる。

次に位相検波回路 43 によってドブラ偏移信号が検出される。このドブラ偏移信号は超音波パルス

減算器 50、51、52、乗算器 53、54、係数メモリ 55、56、データラッチ 57、58、等により構成され、その周波数特性は第 6 図に示すように低周波信号成分が除去されるようになっている。このようなデジタルフィルタに各サンプル点で得られたドブラ偏移信号の有限個数、この場合には 10 個、のデータ列を加える場合 2 個のラッチにデータがセットされている間以外はまともな出力が得られないため、加えたデータの個数に比べて出力のデータ個数が減る、この場合は 8 個、になるという問題があった。すなわち出力のデータ数が少ないため周波数分析器に加えるデータの個数も減り周波数分析の精度が低下するという問題があった。

またハイパス特性を有するデジタルフィルタの過渡応答特性により入力データ列の前後の部分で出力が大きく変動するため、高周波成分を生じってしまうという問題もあった。

これらの問題点はフィルタの次数を増やしたり、遮断特性を急峻にしようとする場合、あるいは流速分布像のフレーム数を上げるため同一方向への

方向に設けられた例えば 256 点のサンプル点にとらえられる。同一サンプル点で各送信毎にとらえられたドブラ偏移信号、この場合 10 個のデータ、は M T I (Moving Target Indicator) 44 により血管壁等からの大振幅低周波信号成分を除去した後周波数分析器 45 で周波数分析され D. S. C. 46 に送られ、表示部 47 において a 方向の血流が 2 次元画像として表示される。

以下 b, c, の各方向に対しても同様な動作が繰り返されて、各スキャン方向に対応した血流像(流速分布像)が表示されることになる。流速分布像はカラー表示され、断層像は白黒 (B/W) 表示となるように合成表示される。

発明が解決しようとする課題

ところが上記従来の超音波ドブラ映像装置では M T I は (月刊 B M E Vol. 1 No. 4, 1987 に記載されているように) 標準的なデジタルフィルタで構成されているため以下に示すような問題点があった。

第 5 図は従来の M T I のブロック図であり、加

送信回数を減らし、得られるドブラ偏移信号のデータの個数が減った場合にますます顕著になる。

本発明は従来技術の以上のような問題を解決するもので、超音波ドブラ映像装置のサンプル点でとらえられたドブラ偏移信号のデータ列に対して、データ個数を減少することなく良好な過渡応答特性で血管壁等からの大振幅低周波信号成分を除去できる優れた超音波ドブラ映像装置を提供することを目的としたものである。

課題を解決するための手段

本発明は上記目的を達成するためにサンプル点で得られたドブラ偏移信号の有限個数からなるデータ列に対してその低周波信号成分に適合するような低次多項式を最小自乗法で求め、このデータ列の値と低次多項式の値の差を求めることにより低周波成分を除去するようにしたことにより、上記目的を達成するものである。

作 用

本発明は上記構成により、ドブラ偏移信号出力に対しその個数を減少することなく、また過渡応

特開平4-84953 (3)

答出力を生じないため血流からの微弱な信号成分のみを抽出することが可能となり、この信号成分を周波数分析をする事により精度よく血流速度を求めることができる。

実施例

以下、図面を参照しながら本発明の一実施例について説明する。第1図は超音波ドブラ映像装置のブロック図である。第1図において1は超音波プローブ（以下プローブと呼ぶ）、2は駆動パルス発生器、3はプリアンプ、4は発振器、5は位相器、6、7はミキサ、8、9はローパスフィルタ、10、11はA/D変換器、12、13はバッファメモリ、14、15は低周波信号除去器、16は周波数分析器、17はフレームメモリ、18はカラーエンコーダ、19はD/A変換器、20はディスプレイ、21は検波器、22はA/D変換器である。

次に第2図を参照して低周波信号除去器14、15のさらに詳細な構成について説明しておく。第2図は低周波信号除去器14、15のブロック図である。第2図において23はメモリ、24はデータROM

出力に対しローパスフィルタ8、9によりドブラ周波数帯の信号成分を通過させることによりI、Q各ドブラ偏移信号が得られる。ローパスフィルタ8、9のドブラ偏移信号出力はA/D変換器10、11によりデジタルデータに変換されメモリ12、13に記憶される。メモリ12、13にはa方向への一連の送信、この場合には10回の送信、で得られた各ドブラ偏移信号がa方向の各サンプル点、例えば256点について記憶される。次にメモリ12、13に記憶されたドブラ偏移信号は各サンプル点について10個のデータ列として読み出される。読み出されたデータ列は低周波信号除去器14、15により血管壁等からの低周波信号成分が除去され血流からのドブラ偏移信号が抽出される。低周波信号除去器14、15の出力は周波数分析器16により平均周波数、すなわちドブラ偏移周波数 f_d およびその符号が計算される。このドブラ偏移周波数 f_d は血流の速度V、その符号は血流の方向を表す。平均周波数の評価方法としては自己相関によるものが一般的であるが、離散フーリエ変換を行いバワ

(リード・オンリ・メモリ)、25は乗算器、26は累積加算器、27はメモリ、28はデータROM、29は乗算器、30は累積加算器、31はメモリ、32はM次多項式近似手段、33は減算器、34はメモリである。

以上のような第1図、第2図の構成において、以下その動作を説明する。まずプローブ1は駆動パルス発生器2により駆動され、被検体に対してa、b、c、・・・各方向に順次超音波パルスを送信してセクタ走査を行う。最初にa方向に数回、例えば10回程度超音波パルスが送信される。被検体内の血流で反射されてドブラ偏移した信号は同一プローブ1によって受信され、電気信号に変換されて受信回路3に送られる。受信回路3から出力された信号の内一方は検波器21、A/D変換器22を介してフレームメモリ17へ送られ、他方は位相検波される。まず駆動パルス発生器2に同期した発振器4の出力はミキサ6、他方は位相器5により90度位相シフトしたのちミキサ7に加えられる。受信回路3の出力に混合される。ミキサ6、7の

ースペクトルを求め周波数の1次モーメントを求める方法によるもの等さまざまな方法が可能である。このようにしてa方向の各サンプル点について周波数分析器16で得られたドブラ偏移周波数 f_d 、すなわち血流速度Vの値はフレームメモリ17へ書き込まれる。以下、b、c、の各走査方向に対しても同様な動作が繰り返されて、各走査方向に対応した血流像（流速分布像）が作られる。フレームメモリ17には検波器21の出力も書き込まれ断層像が作られる。カラーエンコーダ18において、フレームメモリ17の出力の内、血流像に相当する部分には色がつけられ表示部20で表示される。

ここで前記低周波信号除去器14、15の原理を説明する。低周波信号除去器14、15は基本的に同等な動作をするので一方の動作のみを説明する。

I、またはQのドブラ偏移信号のデータ列を $h(n)$ ($n=0 \sim N-1$, N は10程度以下)と表す。低周波信号成分に対するM次の近似関数を2次関数とする。

$M \leq N-2$ の関数が成り立っている。近似関数

特開平4-84953 (4)

の値をデータ列で $y(n)$ と表す。 $y(n)$ は次式で表せる。

$$y(n) = a \cdot n^2 + b \cdot n + c \quad (2)$$

係数 a , b , c は次式で定義される残差 S

$$S = \sum_{n=0}^{N-1} \{ y(n) - h(n) \}^2 \quad (3)$$

が最小となるように決定される。 S が最小となる条件は次式から得られる。

$$\frac{\partial S}{\partial a} = \frac{\partial S}{\partial b} = \frac{\partial S}{\partial c} = 0 \quad (4)$$

上式の $\partial S / \partial a = 0$ より以下の関係が得られる。

$$\begin{aligned} \frac{\partial S}{\partial a} &= \sum 2n^2 \{ a \cdot n^2 + b \cdot n + c - h(n) \} \\ &= 2 \{ a \cdot \sigma_4 + b \cdot \sigma_3 + c \cdot \sigma_2 - [h\sigma_2] \} = 0 \end{aligned}$$

但し \sum ; $\sum_{n=0}^{N-1}$ を表す。

$$a = \frac{\begin{vmatrix} [h\sigma_2] & \sigma_3 & \sigma_2 \\ [h\sigma_1] & \sigma_2 & \sigma_1 \\ [h\sigma_0] & \sigma_1 & \sigma_0 \end{vmatrix}}{\Delta}$$

但し、

$$\Delta = \begin{vmatrix} \sigma_4 & \sigma_3 & \sigma_2 \\ \sigma_3 & \sigma_2 & \sigma_1 \\ \sigma_2 & \sigma_1 & \sigma_0 \end{vmatrix}$$

= n の値で決まる定数

b , c についても類似の式で表すことができる。

以上の式において n を $-3 \sim 4$ まで変化させた場合には次式が得られる。

$$a = \frac{[h\sigma_2] - [h\sigma_1] - [h\sigma_0] \cdot 5}{168}$$

$$= \frac{1}{168} \sum_{n=-3}^4 h(n) \cdot (n^2 - n - 5)$$

$$\sigma_4 = \sum n^4$$

$$\sigma_3 = \sum n^3$$

$$\sigma_2 = \sum n^2$$

$$[h\sigma_2] = \sum h(n) \cdot n^2$$

同様な関係が $\partial S / \partial b = 0$, $\partial S / \partial c = 0$ より得られ以上をまとめると以下の連立方程式が得られる。

$$a \cdot \sigma_4 + b \cdot \sigma_3 + c \cdot \sigma_2 = [h\sigma_2]$$

$$a \cdot \sigma_3 + b \cdot \sigma_2 + c \cdot \sigma_1 = [h\sigma_1]$$

$$a \cdot \sigma_2 + b \cdot \sigma_1 + c \cdot \sigma_0 = [h\sigma_0] \quad (5)$$

但し、

$$\sigma_1 = \sum n^1$$

$$\sigma_0 = \sum n^0 = N$$

$$[h\sigma_1] = \sum h(n) \cdot n$$

$$[h\sigma_0] = \sum h(n)$$

上記した連立方程式より未知数 a , b , c を求めることができる。クラメルの公式を用いると例えば a は次式で表すことができる。

以下余白

上式において定数による除算は乗算に書直すことが可能であり、又右辺の $(n^2 - n - 5)$ はあらかじめ計算しておくことができるので結局未知数 a , b , c は次式の様な演算で求めることが可能である。

$$a = \sum h(n) \cdot u(n)$$

$$b = \sum h(n) \cdot v(n)$$

$$c = \sum h(n) \cdot w(n) \quad (6)$$

但し、

$$u(n) = \frac{1}{168} (n^2 - n - 5)$$

$$v(n) = \frac{1}{168} (-n^2 + 5n + 3)$$

$$w(n) = \frac{1}{168} (-5n^2 + 3n + 47)$$

$$n = -3 \sim 4$$

従って未知数 a , b , c はデータ列 $h(n)$ と定数の積和を 8 回繰返すことによりそれぞれ求めるこ

特開平4-84953 (5)

とができる。

以上のようにして求めた係数 a 、 b 、 c より近似関数の値 $y(n)$ を(2)式を用いて容易に得ることができる。

以上の様にして求めた $y(n)$ と $h(n)$ の差 $\Delta h(n)$ が低周波信号除去器14、15の出力となる。以上の各数式と第2図のブロック図の構成要素との対応関係は以下の様になる。メモリ14から出力されたデータ列 $h(n)$ はメモリ23に記憶される。ROM24には(6)式の $u(n)$ 、 $v(n)$ 、 $w(n)$ の値が書き込まれている。(6)式の積和演算は乗算器25と累積加算器26により実行される。得られた係数 a 、 b 、 c の値はメモリ27に記憶される。ROM28には(2)式における n^2 、 n の値が書き込まれている。(2)式の積和演算は乗算器29と累積加算器30により実行される。得られた $y(n)$ の値はメモリ31に記憶される。メモリ23、27、31、ROM24、28、乗算器25、29、累積加算器26、30で M 次多項式近似手段32を構成する。データ列 $h(n)$ と近似値 $y(n)$ との差は減算器33により求められる。減算器33の出力 $\Delta h(n)$ はメモリ34に記憶さ

れる。メモリ34に記憶されたデータ $\Delta h(n)$ は周波数分析器16へ送られる。

第3図に低周波信号除去器の周波数特性を示す。この場合の入力データ列の個数は8、2次多項式による近似を行っている。第3図において正規化周波数 $F=1.0$ は $1/2T$ (T はデータ間隔時間) の周波数に相当する。

一般に N 個のデータ列に対しては N 個の未知数を有する $N-1$ 次多項式による近似が可能であるが、このような多項式でデータ列との差をとると本来抽出すべき高周波成分までが除去されてしまうので多項式の次数 M の値は $M \leq N-2$ を満足するように選んだ方がよい。いずれにせよ第3図の周波数特性はドブラ偏移信号から不要な低周波信号成分を除去するのに十分なものである。

発明の効果

このように、上記実施例によれば、ドブラ信号の N 個のデータ列に対する M ($M \leq N-2$) 次多項式近似手段と、前記 N 個のデータ列の値と前記 M 次多項式の値の差を求める減算手段により得ら

れたデータ列は、従来のデジタルフィルタにより得られたデータ列のようにデータ数が減少したり過渡現象を生じることがなくかつ十分に低域成分が除去されているので、精度よく周波数分析を行い、血流速度を求めることが可能になる。

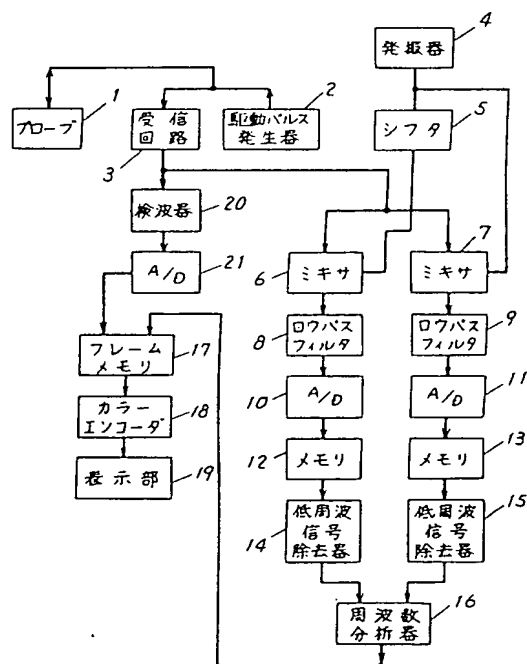
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の一実施例における超音波ドブラ映像装置のブロック図、第2図は同超音波ドブラ映像装置の要部である低周波信号除去部のブロック図、第3図は同低周波信号除去部の特性図、第4図は従来の超音波映像装置のブロック図、第5図は従来のMTIのブロック図、第6図は従来のMTIの特性図である。

1…プローブ、2…駆動パルス発生器、3…受信回路、14、15…低周波信号除去器、16…周波数分析器、32… M 次多項式近似手段、33…減算器。

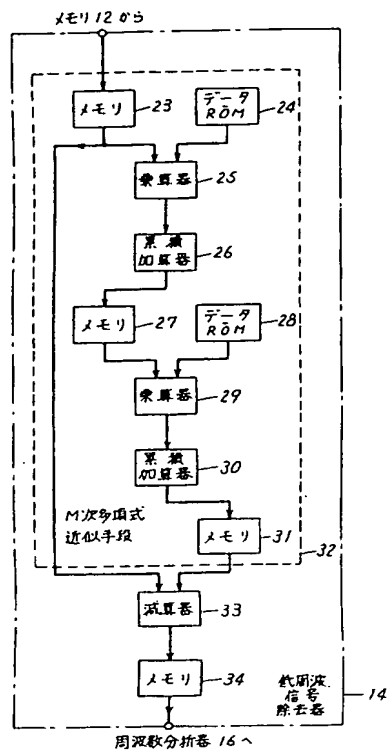
代理人の氏名 弁理士 栗 野 重 孝 ほか1名

第 1 図

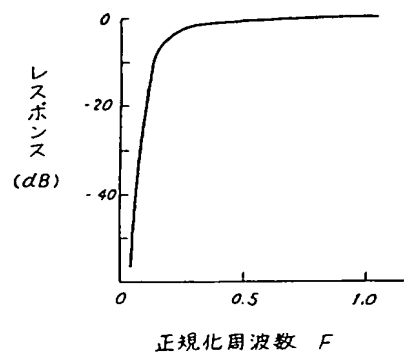


特開平4-84953 (6)

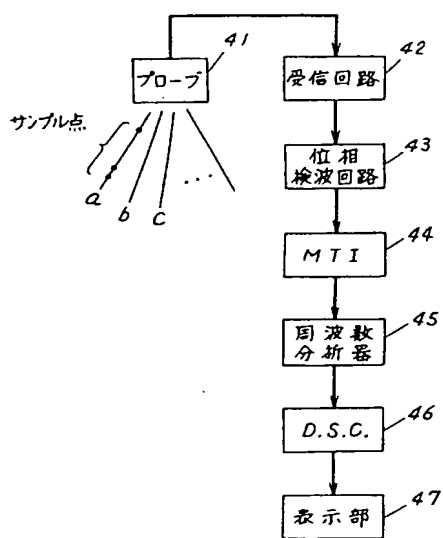
第 2 図



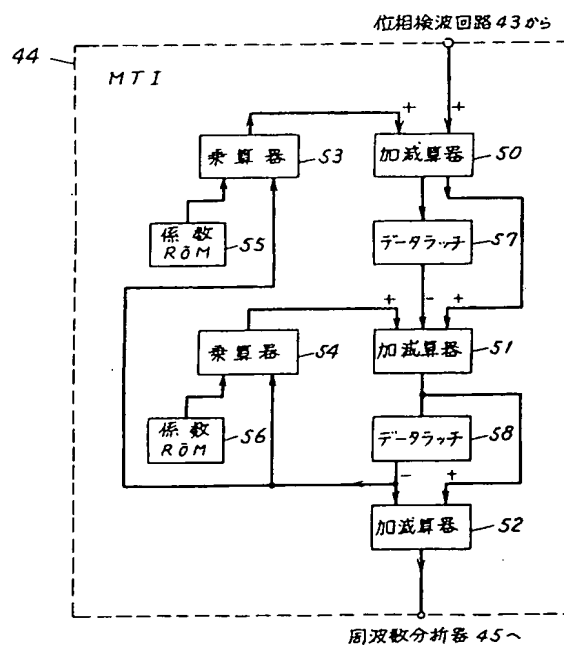
第 3 図



第 4 図

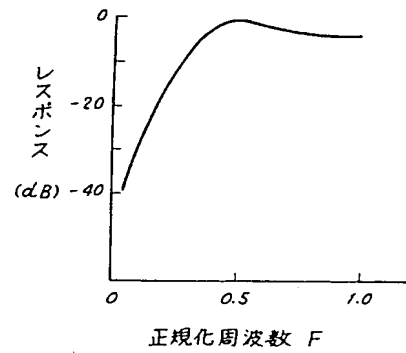


第 5 図



特開平4-84953 (7)

第 6 図



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

☒ **BLACK BORDERS**

☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**

☐ **FADED TEXT OR DRAWING**

☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**

☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**

☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**

☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**

☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**

☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**

☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.